

**В.В. НЕКРАСОВ**, канд. техн. наук, **Ю.А. БОРОДЕНКО**, канд. техн. наук,  
**В.В. ГРИНЕВ**, докт. техн. наук, **Е.М. СЕЛЕГЕНЕВ**, канд. физ.-мат. наук  
(г. Харьков)

## **ПРИЕМНО-ДЕТЕКТИРУЮЩИЙ ТРАКТ РЕНТГЕНОВСКОГО ИНТРОСКОПА ДЛЯ ТЕХНИЧЕСКОЙ ДИАГНОСТИКИ И НЕРАЗРУШАЮЩЕГО КОНТРОЛЯ В ПРОМЫШЛЕННОСТИ**

На основі високочутливих багатоелементних модулів детекторів рентгенівського випромінювання системи сцинтилятор-фотодіод розроблено і виготовлено приймально-детектуючий тракт рентгенівського інтроскопа для неруйнівного контролю. В залежності від типу застосовуваного модуля крок лінійки знаходиться у межах  $0,4 \pm 1,6$  мм, що дозволяє одержати необхідну роздільну здатність усієї системи.

On the base of highly sensitive multi-element modules of X-ray detectors used in the system “scintillator – photodiode”, a receiving and detecting system of X-ray introscope for non-destructive control is developed and manufactured. Depending on the type of the utilized module, the step of the array varies within the limits from 0.4 to 1.6 mm, and this allows to obtain the required resolution for the whole of the system.

**Постановка проблемы.** Современная дефектоскопия широко использует методы контроля, основанные на получении рентгеновских теневых изображений контролируемых объектов. При этом применяются различные способы визуализации теневых изображений [1–3]:

- 1) с помощью рентгеновской пленки или рентгеновской пленки с усиливающим сцинтилляционным экраном;
- 2) с помощью сцинтилляционного экрана с последующим считыванием изображений цифровой ТВ камерой;
- 3) при помощи рентгеночувствительной линейки из сцинтилляционных детекторов системы сцинтилятор-фотодиод.

В первом методе рентгеновская пленка позволяет получить изображение до 5 пар линий на мм, но при диагностике и неразрушающем контроле достаточно толстостенных металлических изделий, когда используется жесткое рентгеновское или  $\gamma$ -излучение, эффективность регистрации излучения рентгеночувствительной пленкой или сцинтилляционным экраном резко падает и для получения контрастного изображения требуется большая экспозиция или большая доза облучения. Кроме того, расход рентгеночувствительной пленки при контроле протяженных объектов очень высокий, трудоемкий и экономически не выгодный.

Второй метод визуализации изображения на сцинтилляционном экране с последующим считыванием изображения цифровой ТВ камерой обладает высокой чувствительностью и разрешением. Оцифрованное изображение передается в компьютер, где обрабатывается и сохраняется. Такой метод при

контроле толстостенных металлических объектов имеет те же недостатки, что и предыдущий, но достоинством метода является возможность записывать и хранить изображение в компьютере.

В современных интроскопических системах применяется наиболее совершенная и наукоемкая сканирующая система детектирования, основанная на регистрации ионизирующего излучения сцинтилляционным кристаллом, соединенным оптической связкой со специальным кремниевым фотодиодом (СЦ+ФД). Из детекторов типа СЦ+ФД формируется линейка с шагом 0,4 – 1,5 мм.

При сканировании объекта при помощи рентгеночувствительной линейки из сцинтилляционных детекторов, для технической диагностики и неразрушающего контроля, этот метод имеет следующие преимущества:

- рентгеночувствительная линейка позволяет с эффективностью до 100 % регистрировать излучение с энергией излучения от нескольких кэВ до единиц МэВ;

- благодаря высокой эффективности поглощения рентгеновского и  $\gamma$ -излучения контрастное изображение может быть получено при достаточно малом времени экспозиции;

- размер рентгеночувствительной линейки может быть практически любым, что позволяет контролировать объекты различной формы и размеров.

Ограничением данного метода, по сравнению с двумя предыдущими, является шаг линейки, минимальный размер которого составляет  $\approx 0,2-0,4$  мм. С дальнейшим уменьшением шага будет резко снижаться рентгеновская чувствительность детектора, что может быть компенсировано только увеличением дозы облучения. Но такой недостаток компенсируется большим динамическим диапазоном системы  $>10^5$ , что позволяет обнаруживать отличия в плотности контролируемых объектов на уровне  $10^{-2} \div 10^{-3}$  %.

Наша организация занимает лидирующее место в СНГ и является единственной на Украине в области выращивания сцинтилляционных кристаллов и изготовления на их основе сцинтилляционных детекторов ионизирующего излучения.

**Целью статьи является** разработка приемно-детектирующего тракта рентгеновского интроскопа на основе рентгеночувствительной линейки из сцинтилляционных детекторов для технической диагностики и неразрушающего контроля, а также медицинской диагностики.

**Основной раздел.** Основным элементом приемно-детектирующего тракта (ПДТ) сканирующего рентгеновского интроскопа является сцинтилляционный детектор рентгеновского излучения нового поколения системы сцинтиллятор-фотодиод, технические характеристики которого определяют, в конечном итоге, качественные показатели всего приемно-детектирующего тракта. Детектор представляет собой конгломерат передовых

научно-технических достижений в области кристаллографии и роста кристалла, создания специального фотодиода, оптимизированного под спектр люминесценции кристалла и новых приемов сборки детектора, обеспечивающих максимально эффективный светосбор сцинтилляционных вспышек на фоточувствительную площадку диода. Для определения качественных показателей детектора необходимо рассмотреть отдельно параметры сцинтиллятора и параметры фотоприемника, в данном случае – фотодиода. На первом этапе выбора оптимальных технических характеристик сцинтиллятора и фотодиода необходимо установить в качестве граничных условий габаритные размеры сцинтиллятора и соответственно фотодиода исходя из области применения детектора. В данном случае речь идет о создании многоэлементной линейки детекторов с высоким пространственным разрешением. Для решения этой задачи к сцинтилляционному кристаллу предъявляются такие требования, как большой эффективный атомный номер  $Z_{\text{эфф}}$ , высокий квантовый световыход люминесценции, спектр собственного излучения сцинтиллятора должен максимально согласовываться со спектральной чувствительностью фотодиода, обладать малым коэффициентом поглощения собственного излучения, низкой температурной зависимостью интенсивности люминесценции, высокой радиационной стойкостью и малым временем послесвечения. Фотодиод должен иметь фоточувствительную площадку необходимых размеров, высокую монохроматическую токовую чувствительность в области спектра высвечивания сцинтиллятора, малые значения темнового тока и емкости р-п-перехода.

Высокий квантовый световыход сцинтиллятора определяется в первую очередь конверсионной эффективностью:

$$\eta_{\text{сц}} = \frac{E_{\text{ф}}}{E_{\gamma}} = \frac{N_{\text{ф}} h\nu}{E_{\gamma}}, \quad (1)$$

где  $E_{\text{ф}}$  – энергия излучаемого фотона;  $E_{\gamma}$  – энергия ионизирующей частицы;  $N_{\text{ф}}$  – число фотонов;  $h$  – постоянная Планка;  $\nu = 1/\lambda$  – частота фотона;  $\lambda$  – длина волны фотона.

Конверсионная эффективность определяется природой кристалла, технологией его получения и термической обработкой.

Шумовые характеристики ПДТ в токовом режиме работы зависят от различных факторов. В данном случае величина эквивалентного входного сопротивления цепи  $Z_{\text{вх}}^{\text{экв}}$ , определяющего степень приближения данной схемы к режиму тока короткого замыкания, может быть оценена как

$$Z_{\text{вх}}^{\text{экв}}(\omega) = \frac{Z_{\text{ос}}(\omega)}{A(\omega)}, \quad (2)$$

где  $A(\omega)$  – коэффициент усиления входного операционного усилителя;  
 $Z_{oc}(\omega) = (R_{oc} / \omega C_{oc}) / (R_{oc} + 1 / \omega C_{oc})$  или для постоянного тока  $R_{вх}^{экр} = \frac{R_{oc}}{A}$ ,  
 где  $R_{oc}$  – сопротивление обратной связи;  $C_{oc}$  – емкость обратной связи.

Величина напряжения  $U_{вых}$ , является выходным параметром ПДТ и зависит от значения фототока  $I_\Phi$  как  $U_{вых} \approx R_{oc} I_\Phi$ , откуда следует, что для увеличения сигнала на выходе ПДТ  $R_{oc}$  требуется выбирать возможно большим.

Одним из важнейших параметров ПДТ является его линейность в динамическом диапазоне регистрации излучения. Величина тока  $I_\Phi$  в нагрузке связана с величиной  $K_u$  и  $\Phi$  соотношением

$$I_\Phi = K_u \Phi \left[ 1 + \frac{R'}{R_D} + \frac{I_0}{I_\Phi} \left( \exp \frac{I_\Phi R}{AV_t} - 1 \right) \right]^{-1} = \beta(K_u \Phi), \quad (3)$$

где  $R' = R_D^{пос} + R_D^{экр}$ , ( $R_D^{пос}$  – последовательное сопротивление ФД);  $I_0$  – ток насыщения ФД;  $V_t = \frac{kT}{l} \approx 0,025$  А при комнатной температуре;  $K_u$  – коэффициент спектрального согласования СЦ и ФД.

Количественная оценка отклонения от линейности  $\xi$  для функции  $I_\Phi = \beta \cdot (K_u \cdot \Phi)$  может быть представлена как

$$\xi = \frac{\beta - \beta}{\beta} = I \frac{\frac{R'}{AV_t} - \frac{\exp \frac{I_\Phi R}{AV_t}}{I_\Phi}}{1 + \frac{R'}{R_D} + \frac{I_0}{I_\Phi} \left( \exp \frac{I_\Phi R}{AV_t} - 1 \right)}, \quad (4)$$

где  $\Phi$  – мощность светового потока,  $R_D$  – сопротивление фотодиода.

Как видно из приведенных уравнений для линейного соотношения между током в нагрузке и мощностью светового потока сцинтилляционных вспышек коэффициент  $\beta$  должен быть постоянной величиной, что может быть только в том случае, когда третий член в знаменателе пренебрежительно мал по сравнению с первым и вторым или же является постоянной величиной, т.е. при

$$I_\Phi (R_D^{пос} + R_D^{экр}) \ll AV_t \approx 0,025 \text{ В} \quad (5)$$

возможно определение конкретных значений  $R_D$ ,  $C_D$ ,  $I_0$ , параметров электронно-усилительного тракта (ЭУТ) и динамический диапазон линейности ПДТ в целом.

Шумовые характеристики «токового» ПДТ в значительной мере зависят от тепловых шумов ФД, которые определяются как темновой ток  $I_T$ . Темновой ток фотодиода определяется структурой фотодиода, диффузионной длиной

неосновных носителей заряда, коэффициентом поглощения света активной областью фотодиода, шириной запрещенной зоны используемого материала и величиной напряжения смещения  $U_{см}$ .

Монохроматическая токовая чувствительность фотодиода  $S_\lambda(\lambda)$  определяется так

$$S_\lambda(\lambda) = \left( 1 - k_{ФД} \eta_e \frac{\lambda(\text{нм})}{1,239852} \right), \quad (6)$$

где  $k_{ФД}$  – коэффициент отражения света от поверхности фотодиода, а  $\eta_e$  – коэффициент определяется структурой ФД и  $\eta_e \approx 0,5 - 1$ .

Предельная чувствительность фотодиода, рассчитанная по приведенной формуле для  $\lambda = 500$  нм и  $\eta_e = 1$  (при условии отсутствия отражения света от поверхности ФД) составила 0,4А/Вт (теоретически). В реальных условиях для получения предельного значения  $S_\lambda$  необходимо наносить на поверхность фотодиода просветляющее покрытие, однако, это может привести к увеличению  $I_T$  и снижению амплитуды выходного сигнала из-за потери части фотоносителей в результате возрастания скорости поверхностной рекомбинации.

В общем случае величина полезного токового сигнала записывается как

$$I = I_\Phi - I_T \left( e^{\frac{U_{см}}{kT-1}} \right), \quad (7)$$

где  $U_{см}$  – напряжение смещения на ФД, из чего следует, что необходимо применять ФД с минимальными значениями  $I_T$ , т.е. с максимальной величиной темнового сопротивления  $R_T$ . Таким образом, вклад темновых шумов выражается следующей формулой

$$U_{вых}^{ш} (4kTR) = R_{oc} \left( \frac{4kT}{R_D} \right)^{\frac{1}{2}}, \quad (8)$$

где  $R_{oc}$  – сопротивление обратной связи.

Однако, на практике для оценки качества ПДТ необходимо учитывать отношения сигнал/шум. Это отношение выражается следующей формулой:

$$\frac{U_c}{U_{ш}} = \frac{I_\Phi R_{oc}}{\left[ \frac{4kT}{R_D} + \frac{e_{ш}^2}{R_{oc}^2} \left( 1 + \frac{R_{oc}}{R_D} \right)^2 + i_{ш}^2 \right]^{\frac{1}{2}} R_{oc} (\Delta f)^{\frac{1}{2}}}, \quad (9)$$

где  $i_{ш}$  – шумовой ток,  $e_{ш}$  – шумовая э.д.с.

Анализ этого уравнения показывает, что величина сигнал/шум прямо пропорционально зависит от  $R_D$ .

Учитывая все выше сказанное нами был разработан ПДТ, который укомплектовывается линейкой многоэлементных модулей детекторов

рентгеновского излучения системы СЦ-ФД. Приемно-детектирующий блок состоит из линейки рентгеночувствительных детекторов типа сцинтиллятор-фотодиод, предварительных усилителей, коммутаторов, АЦП, блока связи с персональным компьютером.

Основные технические характеристики разработанного нами приемно-детектирующего блока приведены в табл.

Таблица

№	Характеристика	Величина
1.	Количество элементов линейки	16÷1024 и более
2.	Шаг, мм.	0,4÷1,6
3.	Чувствительность, нaммин/ см <sup>2</sup> × Р	≥ 100 (CsI(Tl))
4.	Энергия регистрируемого излучения, МэВ	0,02÷1,2
5.	Динамический диапазон	> 10 <sup>5</sup>
6.	Разрядность АЦП	12÷16
7.	Количество входов АЦП	16
8.	Скорость опроса каналов, мкс	10÷50
9.	Связь с ЭВМ IBM PC	LPT порт, режим EPP
10.	Тестирование	встроенное
11.	Калибровка	по монитормому датчику
12.	Программное обеспечение	обеспечивает тестирование, калибровку, измерение, обработку изображения
13.	Габариты (без внешнего корпуса) Блок детектирования (64 канала), мм. АЦП (16 входов), мм.	104×115×20 105×220×20
14.	Требования к ЭВМ	Pentium и выше

Преимущество цифрового сканирующего рентгеновского интроскопа обусловлено, прежде всего, одной из важнейших его частей – рентгеночувствительной линейкой детекторов на основе системы сцинтиллятор-фотодиод, в которой рентгеновское излучение, несущее информацию об объекте исследования, преобразуется в электрический сигнал.

Линейка детекторов формируется из модулей детектирования, в котором содержится от 16 до 64 отдельных рентгеновских детекторов, светоизолированных друг от друга. Проникновение света в соседний детектор не должно превышать 3–5%, что достигается несколькими технологичными приемами. На рисунке в увеличенном виде показан фрагмент модуля детекторов. Сцинтилляционная вспышка в кристалле CsI(Tl) на границе с отражающим покрытием претерпевает диффузное рассеяние и переотражается от слоя MgO в сторону расположения фотодиода. Светоизолирующая прокладка выполняется из непрозрачного материала и препятствует проникновению света в соседний детектор. Тщательное

разделение света между каналами приводит к увеличению контрастной чувствительности и повышению обнаружительной способности всей системы. Применение кристалла со смещенным спектром люминесценции в длинноволновую область и фотодиода с оптимизированным под излучение кристалла спектром fotocувствительности позволило в 2-2,5 раза повысить рентгеночувствительность детекторов по сравнению с известными аналогами. Толщина сцинтилляционного кристалла выбирается из условия 90 % поглощения рентгеновского излучения со средней энергией  $\approx 90\text{--}100\text{ кэВ}$ .

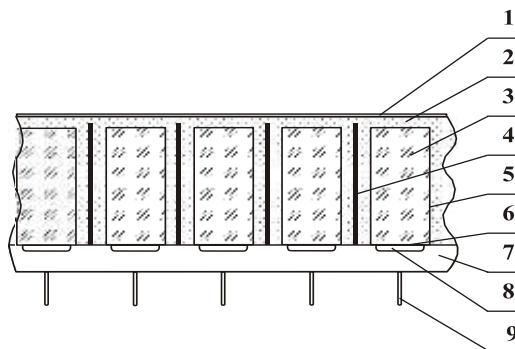


Рис.

1 – корпус модуля детекторов; 2 – отражающее покрытие из  $\text{MgO}$ ; 3 – сцинтилляционный кристалл  $\text{CsI(Tl)}$ ; 4 – светоизолирующая прокладка; 5 – диффузно-отражающий слой на кристалле  $\text{CsI(Tl)}$ ; 6 – оптический контакт между кристаллом и фотодиодом; 7 – линейка кремниевых фотодиодов; 8 – фоточувствительная область линейки фотодиодов; 9 – электрические выводы

**Выводы.** Таким образом, на основе высокочувствительной линейки многоэлементных модулей рентгеновского излучения системы сцинтиллятор-фотодиод разработан и изготовлен приемно-детектирующий тракт рентгеновского интроскопа.

**Список литературы:** 1. В.В. Ключев, В.Н. Филипов. Промышленная рентгеновская вычислительная томография. Состояние, тенденции. Приборы и системы управления. – М.: Машиностроение, 1987. 2. Habermell A., Ridder H.W. Mobile Romographie mit Radionukliden / Medizinische Physik, 1978. – P. 245–250. 3. Huet J. Pauton M. La tomographie a rajons X-industrielle realization et essais d'un prototype 400kV / Journ. Nationales du COFREND, 1982. – P. 106–113.

Поступила в редакцию 17.04.04